

[Claims]

1. A biological liquid flow meter comprising a bubble detecting means for detecting bubbles within a liquid flow channel generated by a bubble generating means, the bubble detecting means consisting of an external apparatus and an internal apparatus, the internal apparatus is connected to a part of the liquid flow channel to be implanted within a body together with the liquid flow channel which comprises a plurality of electric gaps disposed apart at a predetermined distance along flow direction of the liquid passing through the liquid flow channel, each of the electric gaps has a pair of opposing electrodes, and the external apparatus consists of a pair of skin electrodes disposed on the skin of the body to face an outermost electrode disposed at an outer side of the electric gap and an apparatus for measuring impedance between the pair of skin electrodes.

2. A biological liquid flow meter, wherein the bubble generating means of claim 1 consists of a coil in which electrical voltage is induced by electromagnetic wave, a pair of electrolysis electrodes arranged so that the electrical voltage generated from the coil is applied thereto and liquid flowing through the liquid flow channel contacts therewith, a pair of collecting electrodes arranged to oppose each other so that the pair of electrolysis electrodes are disposed therebetween, and a short circuit line that electrically shorts the pair of collecting circuits.

[Brief description of the drawings]

Fig. 1 is an explanatory view showing schematically the apparatus of the present invention in use with a partial cross section.

Fig. 2 is a vertical section of a part of the apparatus.

Fig. 3 is a vertical section of a part of the apparatus.

Fig. 4 is a waveform chart used for explanation of the present

invention.

(1) body

(4) cerebral ventricle

(5) abdominal cavity

(6) short circuit tube

(7) bubble generating means

(8) bubble detecting means

(18a)(18b) first electric gap, second electric gap

(19)(20) electrode

(23) impedance detector

(24a)(24b) skin electrode

JP58146334A

Publication Title:

APPARATUS FOR MEASURING FLOW AMOUNT OF LIQUID FOR LIVING
BODY

Abstract:

Abstract not available for JP 58146334

(A)

Courtesy of <http://v3.espacenet.com>

⑬ 日本国特許庁 (JP)
⑭ 公開特許公報 (A)

⑮ 特許出願公開
昭58—146334

⑯ Int. Cl.³
A 61 B 5/00
A 61 M 1/00
G 01 F 1/70

識別記号

庁内整理番号
6530—4C
6829—4C
7507—2F

⑰ 公開 昭和58年(1983) 8月31日

発明の数 1
審査請求 有

(全 5 頁)

⑱ 生体用液体流量測定装置

⑲ 特 願 昭57—29476

⑳ 出 願 昭57(1982) 2月25日

㉑ 発 明 者 沼本満夫

武蔵野市吉祥寺南町1丁目27番
1号

㉒ 出 願 人 沼本満夫

武蔵野市吉祥寺南町1丁目27番
1号

㉓ 出 願 人 三栄メデイス株式会社

小平市回田町18番地

㉔ 代 理 人 弁理士 伊藤貞 外1名

明 細 書

発明の名称 生体用液体流量測定装置

特許請求の範囲

1. 気泡発生手段により発生された液体流通管内の気泡を検知する気泡検知手段を有し、該気泡検知手段は、外部機器と内部機器とよりなり、上記内部機器は、上記液体流通管の一部に連結されて該液体流通管と共に生体内に埋設されるものであつて、上記液体流通管を通ずる液体の流通方向に沿つて所定の距離を隔てて複数個の電気ギャップを有し、これらの各電気ギャップは夫々対をなす電極が互に対向して構成されてなり、上記外部機器は、最外側に位置する上記電気ギャップの外側の電極に対して、上記生体の皮膚上より対向して配置される一対の皮膚電極と、該一対の皮膚電極間のインピーダンスを測定する機器よりなることを特徴とする生体用液体流量測定装置。

2. 上記特許請求の範囲の第1項に記載した気泡発生手段は、電極液により電圧が誘起されるコ

イルと、該コイルにより生じた電圧が印加され且つ、上記液体流通管を通じて流れる液体と接触する如く、配置された一対の電解用電極と、該一対の電解用電極を挟むように対向して配置された一対の集電電極と、該一対の集電電極を電気的に短絡する短絡線とよりなることを特徴とする生体用液体流量測定装置。

発明の詳細な説明

本発明は主として水頭症の治療に用いられる脳室—腹腔短絡管設置手術後の短絡管内の脳脊髄液の流量を、生体の外部から無侵襲で計測するようにした生体用液体流量測定装置に関するものである。

従来このような脳室—腹腔短絡管内の脳脊髄液の流量を測定するためには、短絡管の一部を人工的に皮膚を隔て即ち皮膚上より冷却し、短絡管の下流に於いて皮膚上にサーミスタ等の温度計を設置して置き、冷却された脳脊髄液が冷却部より温度計に到達する迄の時間を測定し、短絡管内の液体の流量を知るようにした方法が提案されている

が、この場合は皮膚を隔てて短絡管を冷却しているために、この生体内の冷却の伝達速度が一定せず、よつてその計測が不正確となり実用的でない欠点がある。

その他の方法としては、注射器を用いて放射性アイソトープを脳室内に注入し、外部よりこのアイソトープの移動速度をガイガー計数管によつて測定する方法が考えられているが、放射性アイソトープの注入に際して細菌感染の危険を伴い、又放射性による副作用から考えても、度々測定することは困難である欠点がある。又細菌感染は脳に重大な結果をもたらすことは論をもたない。

本発明は上述した欠点を回避し、所要の機器を、短絡管設置手術時に生体の皮下に埋設し、手術後は全て生体外部より無侵襲で随時且つ連続的に計測を行うことができるようにしたものであり、従つて全く感染やその他の副作用の心配を回避し得るようにしたものである。尚、本発明による装置は上述した脳脊髄液の流量計測に限られるものではなく、腎から膀胱への輸尿管内の尿の流量測定

(3)

次に内部機器(7b)について第2図を参照して説明する。⑪はこの内部機器(7b)を包んだ包埋体であつて、例えばシリコンゴムにより形成することができる。その内部にはコイル⑫、ダイオード⑬、定電圧素子⑭等が埋込まれており、コイル⑫の出力がダイオード⑬により整流され、且つ定電圧素子例えばツエナーダイオード⑭により一定の電圧に保持されるように或されている。この場合の電圧としては例えば20V程度である。包埋体⑪の一部には短絡管(6)とほぼ同様の内径を有する貫通孔(6')が形成されており、その内部に1対の電解用電極(15a)及び(15b)が取付けられている。この電極(15a)(15b)間には上述したツエナーダイオード⑭の両端の電圧が印加される。この両電極(15a)(15b)は図面に示すように内部に液体が通り得るように夫々環状に形成されている。このような1対の電解用電極(15a)(15b)を挟むようにして、更に、後電極(16a)及び(16b)が貫通孔(6')の両端に取付けられており、これら両電極(16a)(16b)が短絡管⑥により電気的に短絡されている。もし

(5)

等にも使用できるものである。

以下図面について本発明による装置の一例を説明する。第1図に於いて(1)は生体、(2)はその皮膚、(3)は頸蓋骨、(4)は脳室、(5)は腹腔を示す。

上述したように水頭症の治療に於いては、脳室(4)と腹腔(5)とを液体流通管いわゆる短絡管(6)により連結し、脳室内に溜る脳脊髄液を腹腔(5)内に送るようにして治療している。この短絡管(6)は、内径が例えば1.2mmのシリコンゴムにより製造されたものを使用することができる。

本発明では、このような短絡管(6)に対して、気泡発生手段(7)と、その下流に位置した気泡検知手段(8)とを設けるものである。

まず気泡発生手段(7)についてその一例を説明する。この気泡発生手段(7)は第1図に示すように、外部機器(7a)と、生体(1)内に埋設される内部機器(7b)とより構成される。外部機器(7a)は、所定の周波数例えば200KHzの周波数の信号を発振する発振器(9)と、その出力が供給される外部コイル⑩とより構成されている。

(4)

てこのような電極(16a)及び(16b)が包埋体⑪の短絡管(6)に連結されるように或されている。

尚、気泡発生手段(7)としてはこの他に通常周知の注射器を使用でき、この場合は、この注射器により単に空気を短絡管(6)内に注入すればよい。

次に気泡検知手段(8)について説明する。この検知手段(8)は同様に外部機器(8a)と内部機器(8b)とより構成されている。まず内部機器(8b)について説明する。これは短絡管(6)の長手方向即ち液体の流通方向に沿つて所定の距離とだけ隔てて複数個(図示の実施例では2個)の第1及び第2の電気ギャップ(18a)及び(18b)を設け、これらを互に電気的に直列に接続するものである。このため図に示すように短絡管(6)と同様の材質より成る短絡管(6')を設け、その長さをより僅かに小に選定して置き、その両端に於いて上述した電気ギャップ(18a)及び(18b)を形成しているものである。

これら両電気ギャップは本例では共に同様に形成されているのでギャップ(18a)についてのみに説明し、他方はその説明を省略する。即ち短絡管

(6)

(6)に連結される電極筒と、上述した短絡管(6')の先端に取付けられる電極筒とを、電気的絶縁材料例えばポリエチレンより成る連結管筒により、所定の間隔を隔て互いに連結したものである。この場合電極筒及び筒はその内部に液体が通り得るように夫々透孔を設け、即ち筒状に形成しているものである。又これら電極筒及び筒は夫々ステンレスにより構成することができる。又短絡管(6')の両端に設けられた電極筒は、夫々短絡管(6')の内部に埋設されている電気導体部筒により互いに電気的に連結されており、これにより両電気ギャップ(18a)及び(18b)が直列に接続される。尚、外側の電極筒としては、図に示すように外表面を大きく彎曲させ、即ち全体として外表面が球状となるように構成しているが、これは後述するように外部電極との対向面を広く構成し得るように成すと共に、この電極筒の存在位置を皮膚上より容易に判知し得るようにしたためである。

一方外部機器(8a)は、第1図及び第3図より明らかなように、インピーダンス検出器筒を有し、

(7)

を通じて腹腔に向つて流れている液体、この場合は脳脊髄液はこの電極(15a),(15b)間に於いて電解作用を受ける。即ち電気分分解作用により酸素+水素の気泡が発生する。

このような気泡が貫通孔(6')の内室を満たす大きになると、脳脊髄液の流れにより下流に向つて押し流される。尚この気泡が万一電解用電極(15a),(15b)間に停留した場合には、この両電極間に生じる電流は短絡管内の脳脊髄液を伝わって脳あるいは心臓等の重要器官を刺激するおそれがあるが、本例ではこれら電解用電極(15a)及び(15b)を挟むように、集電電極(16a),(16b)を設け、これらを短絡線筒により短絡してあるために、上述した電流はこの短絡回路を通り、上述した器官に通ずるおそれはないので、その危険性を自動的に予防することができる。一方気泡検知手段(8)の内部機器(8b)に於いては、短絡管(6)及び(6')を通じて脊髄液が順次流通しており、これにより電極筒と筒とが電気的にほとんど短絡している。即ち1対の電気ギャップ(18a)及び(18b)間のインピーダン

(9)

その両端に皮膚電極(24a)及び(24b)を接続している。このインピーダンス検出器筒は従来周知であるから、その詳細な説明を省略するも例えば100KHz程度の高周波信号を電極(24a)及び(24b)間に供給し、これに流れる高周波電流値を測定することにより、いわゆる電極(24a)及び(24b)間のインピーダンスを検出すればよいものである。筒は流量表示器である。

上述した本発明による装置は、脳室一度腔短絡管設置手術に際して生体の皮下数mmの深さに埋設されるものである。

次にその使用方法及び動作について説明する。まず外部機器(7a)の発振器(9)を動作させて、コイル筒に例えば200KHzの信号を供給する。このコイル筒は内部機器(7b)のコイル筒と対向させておくものであり、これにより内部機器(7b)のコイル筒に電圧が誘起される。この電圧はダイオードにより整流され、且つツェナーダイオード(10)により一定電圧に制御されて電解用電極(15a),(15b)間に供給される。よつて脳室より短絡管(6)

(8)

は非常に低い状態にある。

よつて今インピーダンス検出器筒の皮膚電極(24a)及び(24b)を、上述した内部機器(8b)の夫々の電極筒に対向させておくときは、この皮膚電極(24a)及び(24b)間のインピーダンスがこれにより計測され、第4図に於いて時点 t_1 以前に示すように低いインピーダンス値 Z_1 を示す。

このような状態で上述した気泡が検知手段(8)の内部機器(8b)に於ける第1の電気ギャップ(18a)に到達すると、この電極筒及び筒間に於けるインピーダンスが急激に上昇する。この値を第4図に於いて Z_2 として示している。この気泡が短絡管(6')内に入ると再び電極筒及び筒間は液により短絡され、それら間のインピーダンスが低下し、 Z_1 となる。斯くして気泡が順次押し流され、これが更に第2の電気ギャップ(18b)に到達すると、再びインピーダンスが Z_2 まで上昇する。この時点点を t_2 で示している。このようにして気泡が第1のギャップ(18a)及び第2のギャップ(18b)を通過する時間 T を知ることにより、管(6)及び(6')の

09

内径が知られていることからして、所かる管内を通ずる液体の流量を知ることができる。

上述した流量表示器はその換算によつて自動的に表示する機器である。この機器の構成も本発明の要旨に直接関係がなく、周知の技術で構成し得るものであるから、その詳細な説明を省略する。

尚以上は電気ギャップを第1及び第2の(18a)及び(18b)として2個設けた場合であるが、これに限らず3個以上設け、電極(24a)及び(24b)を夫々最外側の電気ギャップの外側の電極に対向させることにより、夫々の電気ギャップ(18a),(18b)……において順次第4図に示す如きパルスが得られ、よつて夫々の通過時間を平均して検出することができ、よつて、更に平均的な速度を知ることができ、より正確な流量を検出することが可能となる。

尚、従来気泡の移動速度を測定するため、超音波を使用したドップラー法が用いられていたが、流量が少なく気泡の移動速度が遅い場合にはこのドップラー法では検出できない欠点があつた。例

えば0.033 mL/分以下の流量のときは、測定できない欠点があつたが、上述した本発明によればこの従来の欠点を回避しより正確に測定ができる特徴を有するものである。

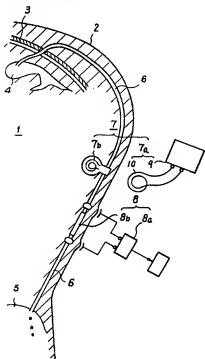
図面の簡単な説明

第1図は本発明による装置の使用状態の概略を示す一部を断面とした説明図、第2図及び第3図はその一部の機器を示す縦断面図、第4図は本発明の説明に使用する波形図である。

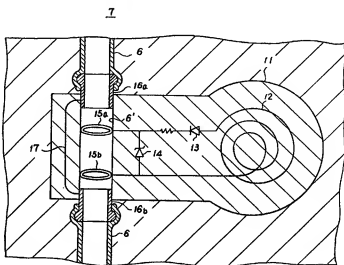
(1)は生体、(4)は脳室、(5)は腹腔、(6)は短絡管、(7)は気泡発生手段、(8)は気泡検知手段、(18a),(18b)は第1及び第2の電気ギャップ、(19)及び(20)は夫々電極、(21)はインピーダンス検出器、(24a),(24b)はその皮膚電極である。

代理人 伊藤 隆
同 松原 秀盛

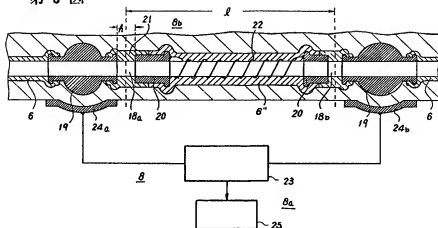
第1図



第2図



第 3 図



第 4 図

